

Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik im
Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin
Direktoren: Prof. Dr.med. Frh. v. Kreß, Prof. Dr.med. Schwab

Lungenfunktionsuntersuchungen bei jugendlichen Rauchern und Nichtrauchern mit spezieller Berücksichtigung der Compliance- Messung

Inaugural-Dissertation

zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den
medizinischen Fachbereichen der
Freien Universität Berlin

vorgelegt von
Peter Oswald
aus Troppau/Sudetenland

1972

Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik im
Klinikum Steglitz der Freien Universität Berlin
Direktoren: Prof. Dr. med. Frh. v. Kreß, Prof. Dr. med. Schwab

Lungenfunktionsuntersuchungen bei jugendlichen Rauchern und Nichtraucher mit spezieller Berücksichtigung der Compliance- Messung



Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an den

medizinischen Fachbereichen der

Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Peter Oswald

aus Troppau/Sudetenland

Referent: Prof. Dr. med. M. Schwab

Korreferent: Prof. Dr. med. U. Henneberg



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am 29. 9. 1972

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	4
Methodischer Teil	4
Untersuchungsgang	5
Ergebnisse	16
Besprechung der Ergebnisse	18
Zusammenfassung	26
Tabellen	27
Literatur	38
Lebenslauf	41

Einleitung:

Die Gefahren langjährigen Zigarettenrauchens sind unbestritten: Ein gehäuftes Auftreten von Bronchialkarzinom, Kreislauferkrankungen und chronischer Bronchitis bei Rauchern zeigt dies. Hinsichtlich der Wirkung von Zigarettenrauch auf das Bronchialepithel ist eine Lähmung der Ziliarmotorik sowie die Auslösung einer bronchialen Hypersekretion nachgewiesen. Beide Faktoren begünstigen die chronische bakterielle Entzündung der Schleimhaut und bereiten damit der chronischen Bronchitis den Weg. Eine chronische Bronchitis liegt nach der Definition der WHO (World Health Organisation) dann vor, wenn während zwei aufeinanderfolgender Jahre mindestens jeweils ein Vierteljahr lang Husten und Auswurf besteht. Nach diesen Kriterien ergab sich die Diagnose chronische Bronchitis bei Untersuchungen von Männern im Durchschnittsalter von 53 Jahren bei 16,6 % der Nichtraucher und bei 46 % der Raucher (28).

Die funktionellen Auswirkungen der manifesten chronischen Bronchitis sind ohne Schwierigkeit durch Untersuchungen am Spirometer und im Ganzkörperplethysmographen festzustellen. Frühveränderungen dagegen, die möglicherweise noch reversibel sind, sind schwer zu fassen, weil es bisher kaum Methoden zu ihrer Erkennung gibt. In der vorliegenden Arbeit wurden zum Thema "Frühdiagnostik der chronischen Bronchitis" vereinzelt und mit kleinen Probandengruppen erzielte Ergebnisse der Compliance-Messungen aus der Literatur an einer größeren Anzahl jugendlicher Normalpersonen überprüft sowie gleichzeitig Messungen des Atemwegswiderstandes, der Atemarbeit und der Lungenelastizität durchgeführt.

Methodischer Teil

Es wurden insgesamt 40 junge Personen, überwiegend Männer im Alter von 23 bis 40 Jahren untersucht. Das Durchschnittsalter

betrug 29 Jahre, 20 waren Raucher, 20 Nichtraucher. Bei der ersten Gruppe lag die durchschnittliche Rauchexposition bei 11 Jahren. Der Beginn des Rauchens fiel durchschnittlich ins 17. Lebensjahr. 60 % der Raucher zeigten eine beständige, vorwiegend morgendliche bronchopulmonale Symptomatik mit Husten und Auswurf, was bei den Nichtrauchern fehlte (Tab. 1 und 2). Nach der Definition der WHO wiesen bereits 20 % der Raucher eine chronische Bronchitis auf.

Untersuchungsgang:

Die Versuche zur Bestimmung von Lungenvolumina (Tab. 3 u. 4), bronchialen Strömungswiderstand und visköser Atemarbeit (Tab. 5 u. 6) wurden nach der kombinierten spiographisch-plethysmographischen Versuchsanordnung (12, 26) in einem volumenkonstanten Ganzkörperplethysmographen (Firma Erich Jaeger, Würzburg) mit Ausschaltung der bekannten technischen Fehlerquellen (3, 5, 11) gewonnen. Für die Berechnung des bronchialen Strömungswiderstandes und der viskösen Atemarbeit richteten wir uns nach den Empfehlungen von ULMER (24) und NOLTE (19) sowie SMIDT und MUYERS (22). Die Sollwerte der Lungenvolumina übernahmen wir von GOLDMAN und BECKLAKE (6). Die Sollwerte des Produktes aus bronchialen Strömungswiderstand R und funktioneller respiratorischer Kapazität FRC in Tab. 5 u. 6 wurden errechnet in Anlehnung an AMREIN u. Mitarbeiter (2), die ein Nomogramm für die Normalwerte des bronchialen Strömungswiderstandes aufgestellt haben. Die Versuche zur Bestimmung der Druck-Volumen-Eigenschaften der Lunge (statische und dynamische pulmonale Compliance sowie statischer Retraktionsdruck) wurden am geschlossenen O₂-stabilisierten Spirometer der Fa. Hellige (Volumograph 3) durchgeführt, das mit Differentialdruckwandlerdose sowie Verstärker der Fa. Jaeger gekoppelt war. Differentialdruckwandlerdose und Verstärker waren angeschlossen an den Oesophagusballon und das Mundstück, so daß der Druckunterschied zwischen Mund und Oesophagus (oesophagealer Druck $\hat{=}$ Druck im Pleuraspalt) als trans-

pulmonaler Druck gemessen und auf einen Schreiber übertragen wurde (x-Achse). Auf den gleichen Schreiber (y-Achse) wurden die Größen der Lungenvolumina übertragen. Die Versuchsanordnung haben wir in enger Anlehnung an MILIC-EMILI (16), TURNER (23), MEAD (15) sowie WELLER und REIF (25) aufgebaut. Einen Eindruck von der praktischen Durchführung gibt Abb. 1.

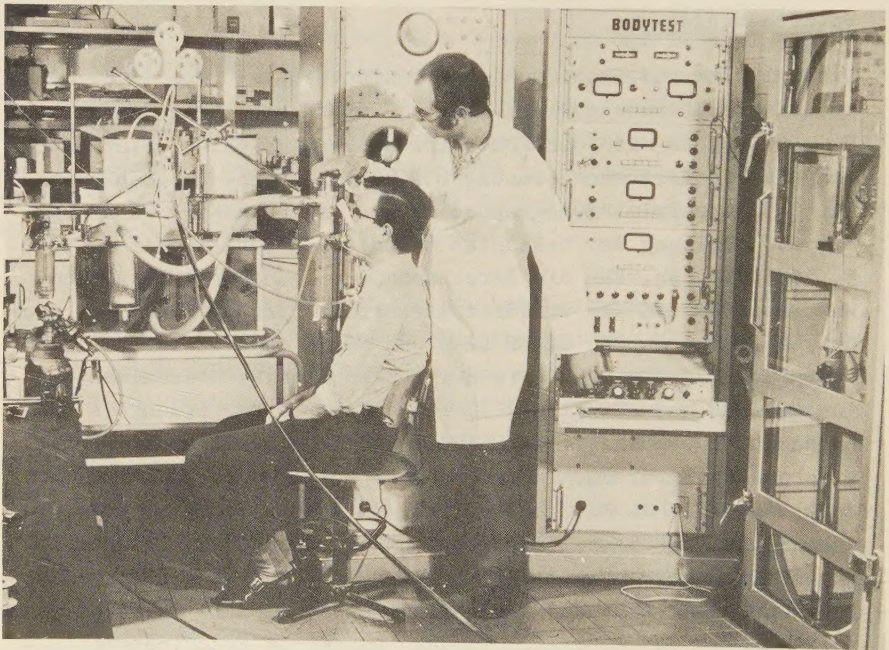


Abb. 1 Messung der pulmonalen Compliance bei einer Versuchsperson

Für die Messung der Lungenvolumina wurde das herkömmliche geschlossene Glockenspirometersystem gegenüber der Registrierung des integrierten Pneumotachogramms vorgezogen. Es hatte sich nämlich bei 20 Untersuchungen, die mit beiden Methoden durchgeführt worden waren, herausgestellt, daß die Meßwerte des Pneumotachographen stärker gestreut waren als die des Spirometers (Abb. 2). Wir haben keine befriedigende Erklärung für diese Auffälligkeit. Das Meßergebnis verfälschende Amplitudenverzerrungen hatten sich in der dynamischen Versuchsanordnung (bis zu einer Atemfrequenz von $90/\text{min} = 1,5$ Hertz) an beiden Apparaturen nicht ergeben. Zudem ist der von uns verwendete Pneumotachographenkopf laut Eichzertifikat der Fa. Erich Jaeger bis zu Stromgeschwindigkeiten von 10 l/sec , praktisch linear. Solche Grenzwerte wurden auch bei Atemfrequenzen von $90/\text{min}$ nicht erreicht. Möglicherweise wird man einen elektrischen Drift des Pneumotachographenintegrators für die größere Streuung verantwortlich machen müssen. Die für die vorliegende Arbeit verwendeten Werte stammen allein aus den Messungen am Spirometer.

Bei dem Oesophagusballon handelte es sich um einen 12 cm langen Latexballon, der $2,5 \text{ ml}$ Volumen faßt. Er war über dem mehrfach durchlöcherten Ende einer 60 bis 70 cm langen Polyäthylensonde angebracht. Diese Oesophagusballonsonde wurde luftleer durch die Nase bis in die Gegend der Cardia eingeführt. Das Ende der Sonde, das sich außerhalb der Versuchsperson befand, wurde an einem Dreiwegehahn angeschlossen und weiter mit der Differentialdruckwandlerdose verbunden. Die Sonde wurde nun zurückgezogen, während die Registrierung der Druckoszillationen verfolgt wurde. Sobald sich in der Inspirationsphase negative Druckoszillationen ergaben, mußte die Sonde mit dem am weitesten distal gelegenen Teil, dem Ballon, bereits wieder im Oesophagus liegen. Sie wurde nun noch ca. 10 cm herausgezogen, so daß die endgültige Lage im mittleren Oesophagus erreicht

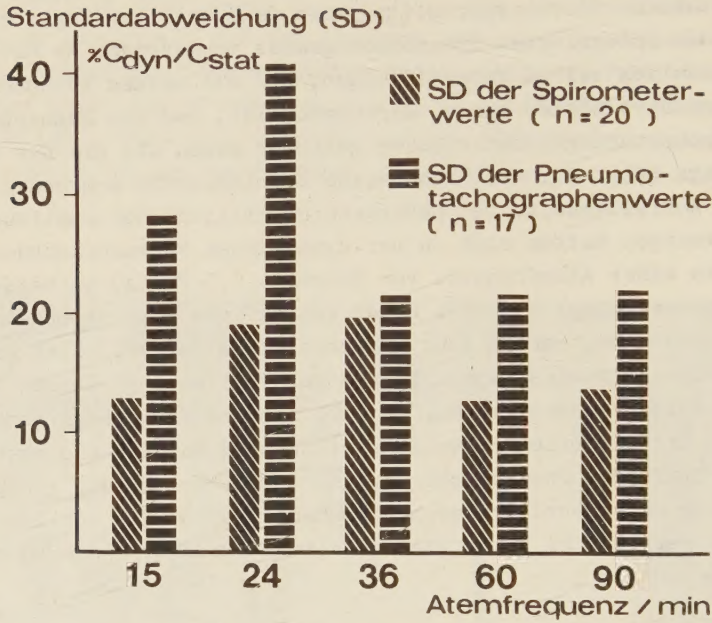


Abb. 2 Streuung der Einzelmeßwerte der dynamischen Compliance bei Volumenmessung am Spirometer (geschlossenes System) und am Pneumotachographen (offenes System)

war - von MILIC-EMILI (16), MEAD (15) und TURNER (23) als günstigste Lage angegeben. Die Länge des Ballons mit ca. 12 cm allerdings wird von den gleichen Autoren schon als zu lang bezeichnet. Sie schlagen eine Länge von 5 bis 10 cm vor, um Einflüsse des oberen bzw. unteren Oesophagus zu vermeiden.

Sobald die Sonde im mittleren Oesophagus lag, füllten wir den Ballon über den Dreiweghahn mit ca. 1,5 ml Luftvolumen, wobei

wir uns nach WELLER und REIF (25) richteten. Gemäß der Empfehlung beider Autoren wurde zur Messung des Oesophagusdruckes dasjenige Ballonvolumen genommen, an dem von den negativen Drucken herkommend, die größte Amplitude erreicht wird. Der Proband wurde nun in sitzender Haltung über ein Mundstück mit dem Glockenspirometer verbunden. Zuerst ließen wir ihn aus tiefster Inspirationslage heraus langsam und gleichmäßig ausatmen. Im Durchschnitt wurden 30 Sekunden benötigt. Wir zeichneten so nach den Empfehlungen von MEAD (15), MILIC-EMILI (16) und TURNER (23) nur expiratorische Druckvolumen-kurven auf, für jeden Probanden durchschnittlich drei. Dabei verzerrten die Herzpulsationen die Aufzeichnung der resultierenden Druckvolumen-Kurven. Die Kurve, mit der wir schließlich rechneten, legten wir durch die Mitte aller dieser Herzpulsationen. Eine typische Originalregistrierung findet sich in Abb. 3.

Die statischen Retraktionsdrucke (P_{st}) (Tab. 7 und 8) sind bezogen auf Prozent der Totalkapazität (TLC). Gemessen wurden sie für 100 % bis herunter zu 50 % der TLC, um so verschieden große Lungen bei korrespondierenden Dehnungsgraden vergleichen zu können. Zur Messung der statischen Retraktionsdrucke zogen wir in der Regel diejenige der 3 Deflationskurven heran, die aus der tiefsten Inspiration (entspricht der Totalkapazität) heraus geschrieben wurde.

Die statische Compliance (C_{stat}) (Tab. 5 und 6) ist die Steigung der aufgezeichneten Deflationskurve in dem Punkt, an dem der Proband beginnt, sein expiratorisches Reservevolumen auszublasen, d. h. am Punkt der funktionellen respiratorischen Kapazität (FRC) (Abb. 3).

Die dynamische Compliance (C_{dyn}) (Tab. 9 und 10) wurde wie folgt ermittelt: Der Proband atmete nach dem Ticken eines Metronoms mit einer Atemfrequenz von 15/min, 24/min, 36/min,

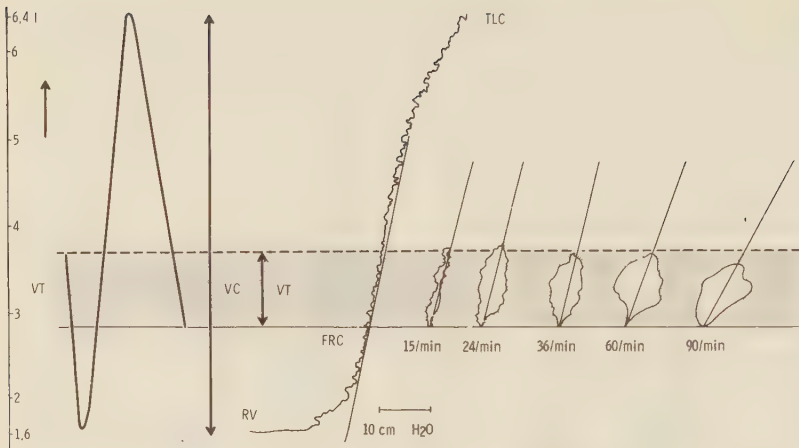


Abb. 3 Originalregistrierung von Vitalkapazität (VC), statischer und dynamischer Compliance einer Versuchsperson

Die Herzpulsationen machen sich zwar bei der Deflationskurve und bei der Messung der dynamischen Compliance niedriger Frequenz bemerkbar, beeinträchtigen jedoch das Meßergebnis nicht. Für die Errechnung der dynamischen Compliance wurden die Umschlagspunkte der Atemkurven durch eine Gerade verbunden und deren Steigung in Winkelgraden abgelesen.

VT = Atemzugsvolumen

RV = Residualvolumen

FRC = funktionelle respiratorische Kapazität

TLC = totale Lungenkapazität

60/min sowie 90/min. Es wurde darauf geachtet, daß das Atemzugsvolumen annähernd gleich blieb. Jeweils ca. 4 solcher Atemzüge wurden bei jeder Atemfrequenz registriert. Es ergaben sich ellipsenförmige Schleifenformen, die ebenfalls leichte Verzerrungen durch die Herzpulsationen aufweisen. Die Umschlagspunkte der Ellipse bei Wechsel von In- zu Expiration und umgekehrt wurden miteinander verbunden. Damit ergab sich die Volumen-Druck-Beziehung bei der betreffenden Atemfrequenz,

d. h. die dynamische Compliance, als Mittelwert aus den je vier Messungen. Die dynamische Compliance wurde jedoch nur in Prozent der statischen Compliance ausgedrückt (Abb. 3).

Fehlermöglichkeiten der dynamischen Versuchsanordnung wurden durch zwei methodische Voruntersuchungen ausgeschaltet: Die Frequenzeigenschaft der Oesophagusballonsonde wurde in Anlehnung an FRY (3) geprüft. Die 1,5 ml Luftvolumen enthaltende Oesophagusballonsonde wurde an einen Druckverstärker angeschlossen. Der Ballon wurde mit der Hand umschlossen und dann schlagartig entlastet.

Der zeitliche Ablauf des Druckverhaltens wurde auf einem Oszilloskop (Tectronix Storage 3 A 72) beobachtet (Abb. 4).

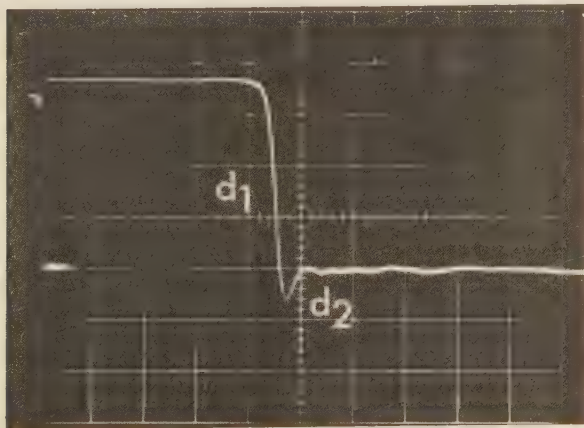


Abb. 4 Bestimmung der Frequenzeigenschaften der Oesophagusballonsonde: siehe Text
1 cm auf der Abszisse entspricht 0,02 sec.

Der Quotient aus Overshoot d_2 und Druckveränderung d_1 wird errechnet:

$$\begin{aligned} d_1 &= 36 \text{ mm} \\ d_2 &= 5 \text{ mm} \\ \frac{d_2}{d_1} &= 0,14. \end{aligned}$$

Das Dämpfungsverhältnis a (= Verhältnis der aktuellen zur kritischen Dämpfung des Systems) ergibt sich aus der Formel:

$$\begin{aligned} a &= \sqrt{\frac{\ln^2(d_2 : d_1)}{\pi^2 + \ln^2(d_2 : d_1)}} \\ a &= \sqrt{\frac{\ln^2 0,14}{\pi^2 + \ln^2 0,14}} \\ a &= 0,53. \end{aligned}$$

Aus der Periode T der Drucknachtschwankungen ist die gedämpfte Eigenfrequenz w_a des Systems ableitbar:

$$\begin{aligned} w_a &= 1 : T \quad T \hat{=} 0,8 \text{ cm} \hat{=} \text{ca. } 0,02 \text{ sec} \\ w_a &= 1 : 0,02 \text{ sec} \\ w_a &= 50 \text{ Hz.} \end{aligned}$$

Mit den Größen a und w_a läßt sich die natürliche ungedämpfte Eigenfrequenz w_u des Systems errechnen:

$$\begin{aligned} w_u &= \frac{w_a}{\sqrt{1 - a^2}} \\ w_u &= \frac{50}{\sqrt{1 - 0,53^2}} \\ w_u &= 59 \text{ Hz.} \end{aligned}$$

Um schließlich die Atemfrequenz w auszurechnen, bis zu der eine amplitudengetreue Wiedergabe gewährleistet ist, kann man sich eines Nomogramms bedienen, das von FRY angegeben wurde. Für das Dämpfungsverhältnis $\alpha = 0,53$ ergibt sich für die amplitudengetreue Wiedergabe ein Wert von 0,2 für den Quotienten $w : w_u$, d. h.:

$$w = 0,2 \cdot w_u$$

$$w = 11,8 \text{ Hz.}$$

Der gesuchte Frequenzbereich umfaßt also die Frequenzen von 0 bis 11,8 Hertz. Hinsichtlich der Frequenzeigenschaften ist somit die verwendete Sonde geeignet, da für die Versuche maximal 90 Atemzüge pro Minute = 1,5 Hertz gefordert sind.

Ferner wurde der Frage nachgegangen, inwieweit durch Kompressionseffekte der Ballonluft bewirkte Phasenfehler das Meßergebnis verfälschen können. Die Meßkette bestand aus folgenden Gliedern:

Oesophagusballon
Zuführungsschlauch
Druckwandlerdose
Verstärker
x-y-Schreiber.

Die beiden letztgenannten Glieder brauchen hinsichtlich ihrer Störanfälligkeit aufgrund der Angaben der Herstellerfirma keine Berücksichtigung zu finden. Es ist also die Frage zu prüfen, inwieweit die transpulmonalen Druckschwankungen bis ca. 5 cm H_2O (bei normalem Atemzugsvolumen) in der normal ventilierten Lunge eine zusätzliche Amplitudenverzerrung durch die Kompressibilität der Ballon-, der Zuleitschlauch- und Meßkammerluft erfahren. Abb. 5 zeigt ein einfaches Modell mit den Druck-Volumen-Eigenschaften der Lunge, das zur Berechnung der

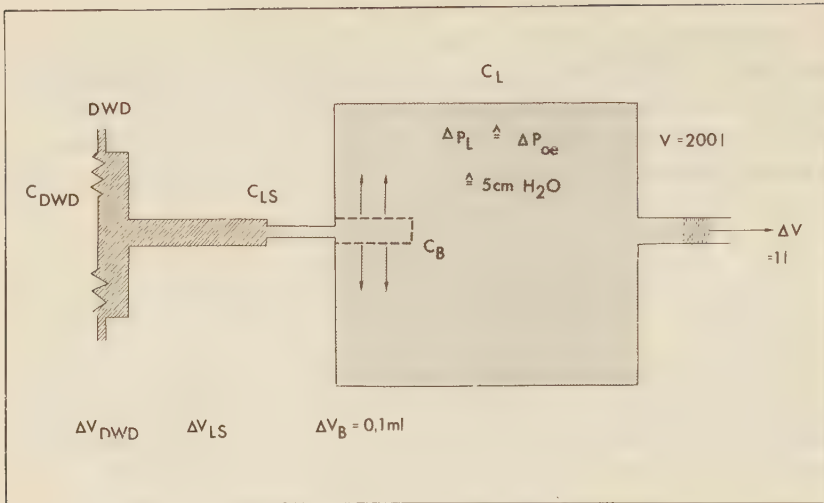


Abb. 5 Prüfung auf Phasenfehler durch Kompressionseffekte der Ballonluft

Modell der Meßanordnung: Der gemessene Oesophagusdruck ist abhängig von der Compliance der Lunge (C_L), des Ballons (C_B), des Zuleitungsschlauches (C_{LS}) und der Druckwandlermembran (C_{DWD}). Diese Bedingungen sind in dem vorstehenden Modell wiedergegeben: In einem offenen, mit 200 Liter Luft gefüllten Gefäß beträgt der Luftdruck 1 At. = 1000 cm H₂O. Demzufolge beträgt die Luftcompliance dieses Gefäßes 0,2 l/cm H₂O und entspricht damit der normalen Lungencompliance. Bei einer Verschiebung von einem Liter Luft mit einer Kolbenpumpe entstehen somit Druckschwankungen von 5 cm H₂O im Gefäß, die den intrapleurale Druckschwankungen (P_L) bzw. Oesophagusdruckschwankungen (P_{Oe}) entsprechen und sich auf den im Gefäß befindlichen Latexballon von 2,5 ml Volumen mitteilen. Dieser ist in der beschriebenen Weise mit der Druckwandlerdose (DWD) verbunden. Bei bekannten Dehnungseigenschaften der einzelnen in Serie geschalteten Meßglieder können deren Verschiebevolumina bei einer Druckänderung von 5 cm H₂O im 200 l -Gefäß bestimmt werden. Dabei beträgt die Lungenvolumenänderung (ΔV) 1 l, die Membranausdehnung (ΔV_{DWD} u. ΔV_{LS}) 60 μ l und die Luftausdehnung im Ballon 5 μ l. Für das ganze Oesophagusballonzuleitungssystem resultiert daher eine Volumenänderung von $V_B = 0,1$ ml. Einzelheiten der am Modell gewonnenen Daten finden sich in Tab. 11.

Anderung des Ballonvolumens bei einer Druckschwankung von 5 cm H_2O konstruiert wurde (Einzelheiten siehe Legende zu Abb. 5 sowie Tab. 11).

Für die Ballonvolumenänderung ergab sich ein Wert von 0,1 ml. Daraufhin wurde eine Tuberkulinspritze auf das Verschiebevolumen von 0,1 ml justiert und, wie aus der Abb. 6 hervorgeht,

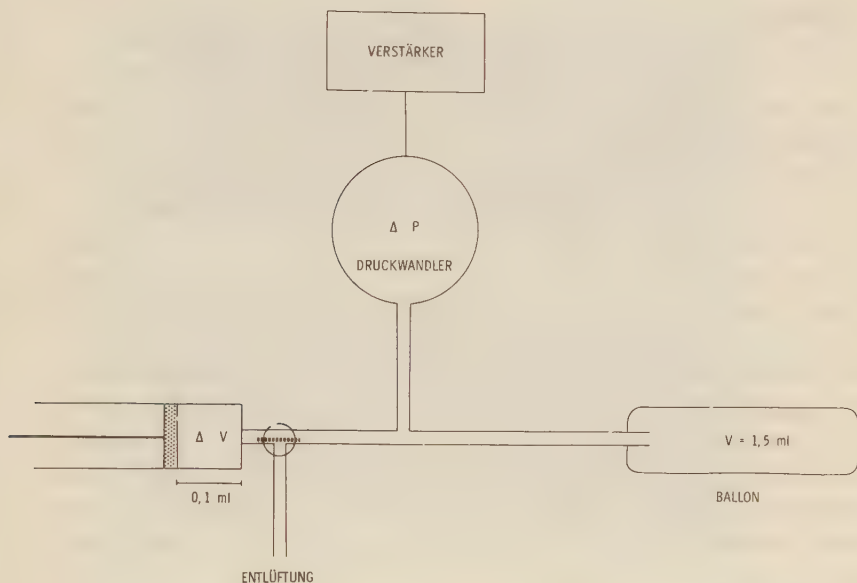


Abb. 6 Versuchsanordnung zur Messung der Oesophagusballon-compliance und der relativen Phasenverschiebung zwischen ΔP und ΔV

Die während der physiologischen Atmung auftretende Volumenverschiebung von 0,1 ml im Ballon wird durch eine exakt justierte Tuberkulinspritze hervorgerufen. Die Tuberkulinspritze ist über einen Dreivegahahn zur Entlüftung des Systems und einem Y-Stück zur Ballondruckmessung mit der Sonde verbunden. Die Druckmessung geschieht über einen Differentialdruckwandler und Verstärker der Firma Jaeger und wird mittels Kathodenstrahloszilloskop aufgezeichnet. Der Ballon enthält wie bei den Messungen im Oesophagus ein Volumen von 1,5 ml.

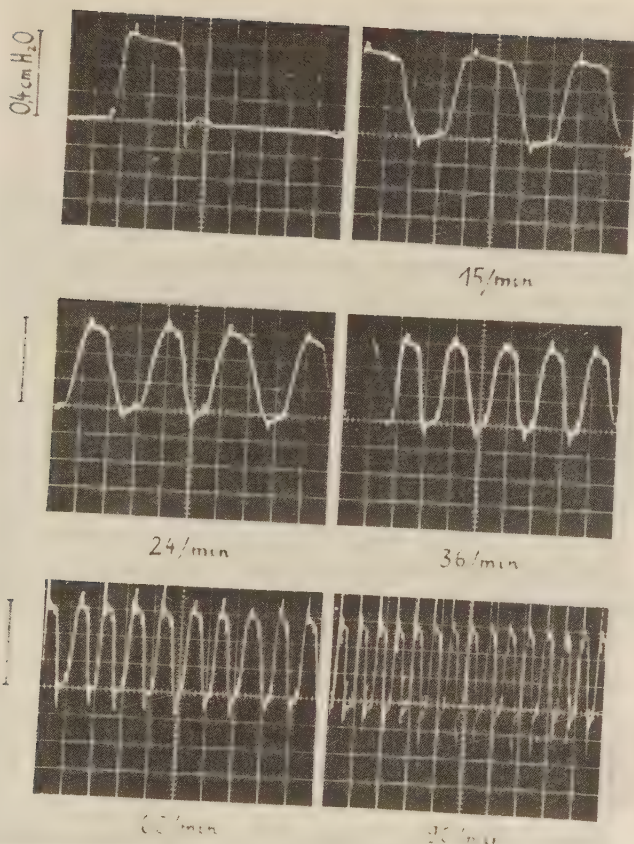
das Verhalten der Oesophagusballonsonde bei den Atemfrequenzen von 15/min, 24/min, 36/min, 60/min und 90/min geprüft. Wie die Abb. 7 (registrierte Druckoszillationen) zeigt, traten verfälschende Kompressionsdrucke nicht auf.

Die statistische Auswertung geschah nach dem t-Test.

Ergebnisse:

In Tab. 3 und 4 sind die Lungenvolumina von Nichtrauchern und Rauchern zusammengestellt. Dabei zeigte sich eine deutliche Übereinstimmung zwischen beiden Gruppen. Auch die Atemwegswiderstände R in Tab. 5 und 6 sind nahezu gleich, bei den Nichtrauchern 1,76 cm H₂O : l/sec, bei den Rauchern 1,77 cm H₂O : l/sec und lagen somit in dem von AMREIN u. Mitarb. (10) aufgestellten Normalbereich, der sowohl Raucher als auch Nichtraucher berücksichtigt. Sämtliche Probanden wiesen eine lineare Funktion der Druck-Fluß-Diagramme auf, so daß es keine Auswertungsschwierigkeiten gab und so die geringe Streuung der Einzelmeßwerte erklärt ist. Dagegen zeigen die Werte für die visköse Atemarbeit bemerkenswerte Unterschiede. Für die Nichtraucher ergab sich 3,58 p · cm : ml als Mittelwert, bei den Rauchern lag das Ergebnis mit 5,17 p · cm : ml signifikant höher (2 P < 0,005). Dabei fällt besonders die Diskrepanz zwischen normalem Atemwegswiderstand und erhöhter visköser Atemarbeit bei den Rauchern auf, worüber in der Besprechung noch die Rede sein soll.

Signifikante Unterschiede zeigt auch die statische Compliance (Tab. 5 und 6): Während sie bei den Nichtrauchern mit 0,25 l : cm H₂O im Mittel normale Bereiche nicht überschreitet, ist sie mit 0,39 l : cm H₂O bei den Rauchern überraschend stark erhöht. Dagegen sind die statischen Retraktionsdrucke von Nichtrauchern wie von Rauchern (Tab. 7 und 8) nahezu gleich. Bei voller Blähung der Lunge (VC) fanden wir 38 cm H₂O sta-



bb. 7 Oesophagusballonsondencompliance bei den Frequenzen von 15/min, 24/min, 36/min, 60/min und 90/min. Dargestellt ist die Beziehung zwischen Ballondruck (0,4 cm H₂O) und -verschiebevolumen (0,1 ml), welche über dem gesamten verwendeten Frequenzbereich linear bleibt. Die versuchsanordnung ist in Abb. 6 dargestellt. Bei höheren Frequenzen treten die Erschütterungen der Tuberkulinspritze als überschießende Druckspitzen auf. Die Registrierung erfolgte auf einem Kathodenstrahloszilloskop.

tischen Retraktionsdruck bei Nichtrauchern und 36 cm H₂O bei Rauchern. Die P-V-Diagramme beider Gruppen liegen demnach im gleichen Druckbereich, weisen jedoch eine unterschiedliche Steilheit in der Atemmittellage auf.

Tab. 9 und 10 geben die Werte der dynamischen Compliance, gemessen bei 5 verschiedenen Atemfrequenzen, wieder. Überraschenderweise fand sich schon bei den Nichtrauchern eine Frequenzabhängigkeit, die in den ersten 3 Stufen relativ klein, in der 4. und 5. Stufe jedoch deutlich ausgeprägt ist. Diese Ergebnisse stehen im Widerspruch zu WOOLCOCK u. a. (27). Die Raucher zeigten den größten Abfall der dynamischen Compliance bereits in der ersten Stufe. Stufe 2 bis 5 liegt in den Werten zwar tiefer, aber in etwa parallel zu den Werten der Nichtraucher. Bei Subtraktion der ersten Stufe würde man also zu fast identischen Kurvenverläufen kommen. Bei der Gegenüberstellung der Ergebnisse weisen die Raucher in allen 5 Stufen eine signifikant höhere Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance auf (siehe auch Abb. 8 und 9).

Besprechung der Ergebnisse:

Den Anstoß zu dieser Arbeit gaben neuere Untersuchungen über das Frequenzverhalten der pulmonalen Compliance. 1968 benutzten WOOLCOCK u. a. (27) die Messung der Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance als Funktionstest für die Obstruktion der peripheren Atemwege. Sie waren ausgegangen von der Arbeit von MACKLEM und MEAD (13), die 1966 gezeigt hatten, daß die Zeitkonstante $R \cdot C$ der Lungengebiete distal von Bronchioli mit einem Durchmesser kleiner als 2 mm in der Größenordnung von 0,01 sec lagen. Diese Autoren hatten geschlossen, daß schon ein vierfacher Unterschied der $R \cdot C$ in solchen Lungengebieten genügen müßte, um eine (wenn auch leichte) Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance hervorzurufen. Die Voraussetzung für solche Unterschiede aber ist die ungleich-

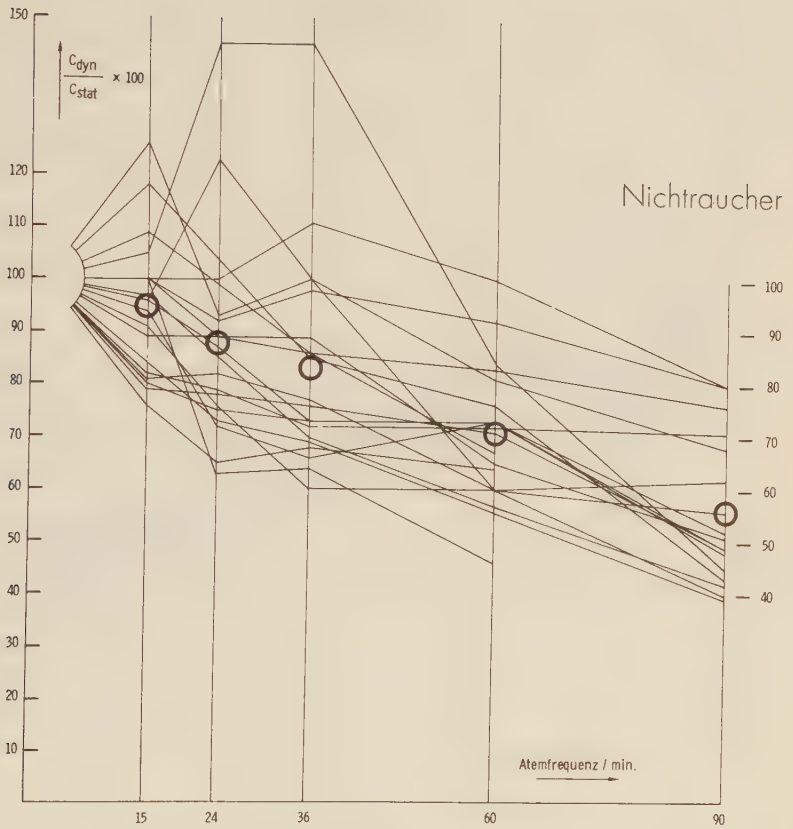


Abb. 8 Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance
(% C_{dyn}/C_{stat}) von 20 gesunden Nichtrauchern
Die Kreise bezeichnen die Mittelwerte.

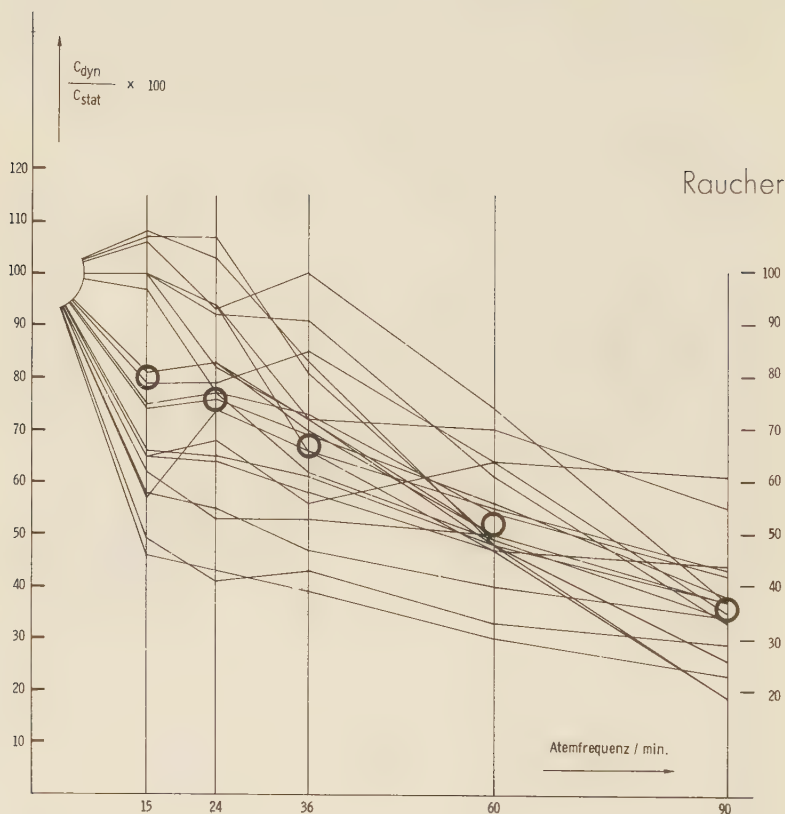


Abb. 9 Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance
(% C_{dyn}/C_{stat}) von 20 gesunden Rauchern
 Die Kreise bezeichnen die Mittelwerte.

mäßige Verteilung der Obstruktion in parallelen Abschnitten des Bronchialbaumes: Neben Bronchiolen, die sich verengt haben, gibt es andere, die normalweit geblieben sind. Damit aber die Frequenzabhängigkeit der Compliance tatsächlich auf die Obstruktion der peripheren Atemwege und nicht auf Veränderungen in anderen Lungenstrukturen zurückzuführen sind, gingen WOOLCOCK u. a. von folgender Überlegung aus: Wenn die statische Druck-Volumen-Kurve normal ist, ist es primär unwahrscheinlich, daß die Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance von Veränderungen der elastischen Systeme der Lunge herrührt.

Ein zweiter Anlaß zu der vorliegenden Arbeit war eine kürzliche Mitteilung von INGRAM während der 8. Entrétiens de physiopathologie respiratoire (8). Compliancemessungen bei Rauchern und Nichtrauchern ergaben einen signifikanten Unterschied im Quotienten $C_{\text{dyn}}/C_{\text{stat}}$.

Nach den Untersuchungen von WOOLCOCK u. a. sowie INGRAM lag die Vermutung nahe, daß eine Abnahme der dynamischen Dehnungseigenschaften der Lunge eine funktionelle Veränderung der Lunge im Frühstadium der chronischen Bronchitis darstellt. In der vorliegenden Arbeit sollten diese Untersuchungen an einer größeren Probandengruppe wiederholt und zusätzliche funktionelle meßgrößen einbezogen werden.

Überraschend war zunächst die Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance sowohl bei Rauchern als auch bei Nichtrauchern, wobei die Raucher den größten Abfall der dynamischen Compliance bereits in der 1. Stufe aufweisen. Die Ergebnisse stehen im Gegensatz zu denen von WOOLCOCK u. a. Diese Autoren stellten bei 5 Bronchitikern (Alter 42 bis 58 Jahre) und 4 Asthmatikern (Alter 21 bis 44 Jahre) mit nahezu normaler Routinelungenfunktionsprüfung eine deutliche Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance fest. Von 4 Normalpersonen (Alter 29 bis 50 Jahre) zeigte nur 1 eine vergleichbare Fre-

quenzabhängigkeit der dynamischen Compliance, die 3 anderen lagen auch bei Frequenzen von 60/min und 90/min mit ihrer dynamischen Compliance über dem Wert von 90 % der statischen Compliance. WOOLCOCK u. a. zogen daraus den Schluß, daß gesunde junge Menschen keinen dynamischen Dehnungsverlust der Lunge böten. Bei der geringen Anzahl der Probanden scheint diese Behauptung nicht gründlich genug belegt zu sein, zumal eine von den 4 Versuchspersonen doch eine deutliche Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance aufweist.

Aus der Mitteilung von INGRAM geht nicht hervor, daß Nichtraucher eine frequenzabhängige dynamische Compliance aufweisen. An dem signifikanten Unterschied der dynamischen Compliance zwischen Rauchern und Nichtrauchern läßt seine Untersuchung in Übereinstimmung mit der vorliegenden keinen Zweifel:

1967 hatten INGRAM und SCHILDER (9) eine Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance bei 10 Personen (5 gesunde im Alter von 27 bis 46 Jahren sowie 5 mit leichter Atemwegsobstruktion im Alter von 37 bis 79 Jahren) gefunden. Von den 5 Normalpersonen waren 2 Nichtraucher, 3 waren Raucher, die bereits über ständigen Husten klagten. Bei den beiden Nichtrauchern ergab sich folgendes: 6 % Abfall der dynamischen Compliance von einer Atemfrequenz von 10/min bis 50/min sowie 8 % bei einer Atemfrequenz von 14/min bis 40/min. Bei den 3 Rauchern betrug der Abfall der dynamischen Compliance jedoch 27 % (Atemfrequenz 16/min und 50/min), 43 % (Atemfrequenz 16/min und 47/min) und 60 % (Atemfrequenz 16/min und 44/min). Diese Meßergebnisse sind mit den vorliegenden nur teilweise zu vergleichen, da der Bezug zur statischen Compliance fehlt. Zudem erfolgte die Auswertung bei jeweils anderen Atemfrequenzen. Dennoch weisen die von INGRAM und SCHILDER untersuchten Nichtraucher größenordnungsmäßig gleiches Verhalten der dynamischen Compliance auf wie die hier Untersuchten, während die von ihnen untersuchten Raucher beträchtlich ungünstigere Werte bieten. Die geringe An-

zahl der Probanden jedoch läßt schlüssige Aussagen noch nicht zu.

Bemerkenswert ist ein methodischer Beitrag aus dem Jahre 1963 von MILLS u. a. (17). Es wurden 11 lungengesunde Erwachsene im Alter von 18 bis 38 Jahren untersucht. Die in der mittleren Inflationsstufe gewonnenen Ergebnisse entsprechen hinsichtlich der Versuchsanordnung den eigenen und sind somit vergleichbar. Sie zeigen einen mäßigen Abfall der dynamischen Compliance bei Atemfrequenzen von 20/min, 40/min, 60/min, 80/min. Ein dynamischer Dehnungsverlust der Lunge scheint daher eine physiologische Eigenschaft gesunder Lungen zu sein, wie schließlich auch von ALBRIGHT und BONDURANT (1) bestätigt wird. Sie untersuchten 9 junge, gesunde Probanden, Raucher sowie Nichtraucher. Durchweg bei allen ergab sich eine frequenzabhängige dynamische Compliance bei Atemfrequenzen von 10/min bis 132/min.

BOBBAERS u. a. (4) haben kürzlich darauf hingewiesen, daß die Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance auch durch methodische Faktoren beeinflusst werden kann. Die frequenzabhängigen Complianceänderungen sollen verstärkt sein, wenn die Volumenänderungen nicht auf plethysmographischem Wege, sondern am Mund bestimmt werden. Infolge der Kompressionseffekte der Alveolarluft (10, 14, 7) gilt dies ohne Einschränkung für schwere Atemwegsobstruktionen. Bezüglich normaler Lungen erscheint diese Erklärung jedoch wenig wahrscheinlich.

Methodische Fehler ausgeschlossen - grundsätzlich stimmen alle Arbeiten, die vorliegenden inbegriffen, in ihrer Versuchsanordnung überein - läßt sich nach den hier erbrachten Ergebnissen schlußfolgern, daß eine Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance nicht zwingend das Vorliegen einer Obstruktion der peripheren Atemwege bedeutet, sondern daß bereits unter physiologischen Bedingungen eine ungleichmäßige Ventilation der einzelnen Lungenbezirke möglich ist. Auf allen Gebieten

der Biologie finden wir ja Verhältnisse, die idealen, berechenbaren Verhältnissen nie völlig entsprechen.

Weiterhin war bei den hier untersuchten Rauchern die visköse Atemarbeit signifikant erhöht gegenüber den Nichtraucher. Das ist umso auffälliger, als der Atemwegswiderstand in beiden Gruppen gleich war. Diese Widersprüchlichkeit ist aber nur eine scheinbare. Denn der Atemwegswiderstand stellt einen Momentwert im zeitlichen Ablauf der Druck-Fluß-Dynamik dar und läßt deren Dauer im Gegensatz zur Atemarbeit unberücksichtigt. Die vorliegenden Meßergebnisse bestätigen daher die Feststellung von SMIDT und MUYERS (22), daß die Atemarbeit nicht nur im mathematisch-physikalischen Sinne, sondern auch für praktische Bedürfnisse der geeignete Meßwert für die Beurteilung des Obstruktionsgrades der Atemwege ist.

Überraschend war auch ein signifikanter Unterschied zwischen der statischen Compliance der Nichtraucher und der Raucher. Der statische Retraktionsdruck dagegen war nahezu identisch. Das zeigt, daß auch die untersuchten Raucher intakte elastische Lungenstrukturen aufweisen. Sonst hätten die Retraktionsdrucke signifikante Unterschiede aufweisen müssen. Wenn man jedoch die statischen P-V-Diagramme von Rauchern und Nichtrauchern miteinander vergleicht, fällt auf, daß im mittleren Volumenbereich, also etwa in der Höhe der FRC, die Raucher einen stärkeren Abfall der Kurve aufweisen. Es handelt sich um eine vorzeitige Volumenabnahme bei fallendem intrapulmonalen Druck. Die Dehnbarkeit der Lunge ist in diesem Bereich größer, die Elastizität dagegen erniedrigt. Ähnliche Feststellungen trafen SCHOEDEL (21) und RÜFER (20) an der isolierten Rattenlunge. RÜFER bespülte die Lungen mit einem Detergens und stellte bei der Aufnahme des P-V-Diagramms fest, daß eine vorzeitige Volumenabnahme im mittleren Volumenbereich eintrat, also eine erhöhte statische Compliance in FRC-Höhe resultierte. SCHOEDEL sowie RÜFER stellten das gleiche nach Einblasen von Zigaretten-

rauch in die Rattenlungen fest. Weiterhin fanden sie eine Verminderung der Hysterese, was, wie NEERGARD (18) schon 1929 zeigen konnte, für eine Ausschaltung des Oberflächenfilm spricht. Nach Beschicken mit einer Lösung, die oberflächenaktive Substanz enthielt, normalisierten sich Hysterese wie Compliance wieder.

Von dem Oberflächenfilm der Alveolen wissen wir, daß er eine bremsende Wirkung auf die natürlich vorhandene Oberflächenspannung der Lungenbläschen ausübt. In der Inspirationslage werden die Alveolen von den elastischen Gewebeelementen offengehalten, im Zustand der Expiration sind sie erschlafft und daher unwirksam. Jetzt treten die oberflächenaktiven Substanzen in Aktion und verhindern auch bei extremer Luftentleerung den Kollaps der Alveolen. Verliert eine Alveole ihren Oberflächenfilm, so kollabiert sie. Die Luft wird herausgedrückt und sammelt sich in intakten Alveolen, die wiederum kompensatorisch überbläht werden. So kann man sich vorstellen, daß neben Mikroatelektasen überblähte Bezirke auftreten.

Es erhebt sich angesichts der Ergebnisse unserer Versuche die Frage, ob nicht die hohe statische Compliance in Atemmittellage auf einer Zerstörung der oberflächenaktiven Substanzen in den Lungenalveolen beruht - natürlich bei aller Vorsicht, tierexperimentelle Ergebnisse auf menschliche Verhältnisse zu übertragen. Die Frequenzabhängigkeit der dynamischen Compliance könnte man sich so aufgrund der geringen Dehnbarkeit der Mikroatelektasen erklären, die eine Abnahme der Lungendehnbarkeit hervorrufen.

In der Besprechung wurde die Obstruktion der kleinen Atemwege und die Störung der Oberflächenaktivität in den Alveolen gesondert behandelt. In der Wirkung auf die Lunge sind sie sicher nicht isoliert voneinander zu betrachten. Feinere Untersuchungsmethoden als sie bei dieser Arbeit benutzt wurden (z. B. klei-

nere Ballongröße) und weitgehendere Experimente (größere Anzahl an Probanden, Wiederholung der Untersuchung bei Rauchern, nachdem sie das Rauchen eingestellt haben) könnten zu noch aufschlußreicheren Ergebnissen führen.

Zusammenfassung:

Bei 40 jungen, gesunden Versuchspersonen (20 Nichtraucher und 20 Raucher) wurden Lungenfunktionsproben durchgeführt.

Die Standarduntersuchung umfaßte neben der spirometrischen Ermittlung der Lungenvolumina die körperplethysmographische Bestimmung des Atemwegswiderstandes und der viskösen Atemarbeit. Darüberhinaus wurden Messungen der statischen Compliance und der dynamischen Compliance bei verschiedenen Atemfrequenzstufen durchgeführt.

Im einzelnen fanden sich folgende Ergebnisse:

- 1) eine signifikante Erhöhung der statischen Compliance der Raucher bei gleichen statischen Retraktionsdrücken von Rauchern und Nichtrauchern,
- 2) ein signifikant stärkerer Abfall der dynamischen Compliance bei den Rauchern in allen Frequenzstufen,
- 3) eine signifikant erhöhte visköse Atemarbeit bei den Rauchern.

Allen Probanden, unter ihnen Studenten und Assistenten der Klinik, sei für ihre Bereitschaft gedankt. Für die ständig verfügbare technische Hilfe gilt ein besonderer Dank Frau Ring und Herrn Dr. Hüttemann, der darüber hinaus die Entstehung der vorliegenden Arbeit mit steter Beratung und kritischen Anmerkungen begleitete.

Nr.	Vp	Geschl.	Alter (Jahre)	Rg in %	Bemerkungen
1	S.D.	w	32	81	-
2	K.L.	m	31	116	regelmäßige sportl. Betätigung: Schwimmen, Tauchen
3	B.K.	m	24	82	häufig katarrh. Infekte
4	M.E.	m	26	85	-
5	K.T.	m	26	99	ausgeheilte Pneumonie und Pleuritis 1960
6	H.S.	m	27	89	-
7	M.W.	m	32	86	-
8	G.A.	m	38	83	seit einem Jahr in den Übergangs- jahreszeiten häufig Husten mit wenig glasigem Auswurf
9	B.G.	m	33	96	-
10	H.L.	m	33	88	-
11	B.B.	m	23	93	-
12	M.S.	m	23	79	-
13	J.D.	m	34	116	1 Mal im Jahr Heuschnupfen
14	R.D.	m	26	92	-
15	E.L.	m	35	95	-
16	L.R.	m	26	81	häufig katarrh. Infekte
17	J.T.	m	26	85	seit 1 J. in den Übergangsjahres- zeiten häufig Husten mit wenig glasigem Auswurf
18	H.K.	m	40	86	-
19	A.S.	m	26	98	1969: 1 J. 20-30 Zigaretten, seit 2 Mon. aufgehört, regelm. sportl. Betätigung: Leichtathletik
20	P. O.	m	29	96	-

Abk.: m = männlich, w = weiblich, Vp = Versuchsperson, Rg =
Relativgewicht

$$\text{Relativgewicht in \%} = \frac{\text{tats. Körpergew. in kg}}{(\text{Körperlänge in cm} - 100)} \cdot 100$$

Tab. 1 Klinische Daten von 20 lungengesunden Nichtraucherern

Nr	Vp	G	A	Rg (%)	Husten	Auswurf	BR (A)	JR	Raucher- gewohnh.	Bemerk.
1	RS	m	27	99	morg. seit 1 J.	morg. seit 1 J. Spuren	19	8	tgl.ca 15 Z	-
2	CH	m	26	91	-	-	16	6	tgl.ca 30 Z, 4 J. pausiert	-
3	PH	m	27	78	-	-	17	10	tgl.ca 20 Z	-
4	HK	m	28	81	morg.knapp 1 J.	morg.Spuren, knapp 1 J.	15	13	tgl.ca 20 Z	-
5	GF	m	28	116	morg.mehr als 1 J.	morg.mehr als 1 J. ca. 1 Tee- löff. gelbgrün	18	10	tgl.ca 20 Z	-
6	KP	m	30	94	unregelm. währ.d.Tages seit 2 J.	-	20	10	tgl.ca. 10 Z	Sportler
7	HO	m	26	95	-	-	21	5	tgl.ca. 20 Z	-
8	BJ	w	23	82	unregelm. währ.d.Tages knapp 1 J.	unregelm.währ. d.Tages knapp 1 J. Spuren, gelbl.	16	7	anfangs ca. 10 Z tgl., seit 3 J. ca. 30	-
9	IA	m	28	88	morg., knapp 1 J.	morg.knapp 1 J. Spur. gelbgrau	18	10	tgl.ca. 25 Z	ausgeheilte Pneumonie 1966
10	PR	m	33	90	morg. seit 5 J.	morg. seit 5 J Spur. gelbgrau	16	17	tgl.ca. 15 Z	-
11	RH	m	26	80	morg. seit 2 J.	morg. seit 2 J 1 Eßlöff. grau	15	11	tgl.ca. 20 Z	-
12	DP	m	31	76	-	-	20	11	tgl.ca. 30 Z	-
13	JB	m	30	94	-	-	15	15	tgl.anf.ca. ausge- 10 Z, seit heilte 1948	-
14	OJ	m	27	89	-	-	16	11	anf.ca. 10 Z tgl. seit 5 J. 30-40 Z	-
15	KH	w	26	87	unregelm. währ.d.Tag. knapp 1 J.	unregelm.währ. d.Tag.kn. 1 J. Spur. weiß	15	11	anf.ca. 10 Z tgl.seit 3-4 J. 20 Z	-
16	JA	w	23	79	"	"	14	9	anf. 10 Z tgl. seit 2 J. 30	-
17	PL	m	30	91	-	-	20	10	tgl.ca. 10 Z	-
18	GS	m	37	98	-	-	22	15	anf. 20 Z tgl. seit 3 J. 40	-
19	TH	m	26	80	morg. seit 5 J.	morg. seit 5 J 1 Teel. gelb	14	12	anf. 15 Z tgl. seit 5 J. 30	-
20	AB	m	24	82	morg. u. nachts, 1 J	morg. seit 1 J ca. 1 Teel.	12	12	anf. 10 Z tgl. seit 3 J. 30-40	-

Abk.: Vp = Versuchsperson, G = Geschlecht, A = Alter in Jahren,
Rg = Relativgewicht, BR = Beginn des Rauchens, JR = Jahre
der Rauchexposition, Z = Zigaretten

Tab. 2 Klinische Daten von 20 lungengesunden Rauchern

Nr.	VC		FRC		TLC		RV		RV/TLC	
	Ist (1)	% Soll	Ist (1)	% Soll	Ist (1)	% Soll	Ist (1)	% Soll	Ist in %	Soll in %
1	3,62	104	3,32	159	5,34	114	1,72	141	32	26
2	5,30	122	2,30	66	6,31	106	1,01	63	16	27
3	5,25	107	3,57	121	6,62	98	1,37	79	21	26
4	5,00	102	3,40	116	6,05	92	1,05	61	17	26
5	7,00	122	4,20	111	7,95	101	0,95	41	12	30
6	4,75	88	3,35	101	5,85	80	1,10	56	19	27
7	5,20	102	4,30	132	7,45	105	2,25	113	30	28
8	4,65	103	3,71	122	6,26	97	1,61	85	26	30
9	4,82	107	2,35	82	5,62	90	0,80	46	14	28
10	5,29	98	3,58	102	7,17	95	1,88	87	26	29
11	6,60	116	4,06	119	8,36	109	1,76	88	21	26
12	4,95	92	3,23	101	5,83	81	0,88	48	15	26
13	4,85	99	2,78	87	6,43	94	1,58	81	25	29
14	6,15	109	4,17	119	7,72	100	1,57	75	20	27
15	3,55	88	2,25	86	4,58	81	1,03	65	22	28
16	6,58	114	4,28	119	8,41	106	1,83	86	22	27
17	5,80	107	4,12	124	7,77	106	1,97	101	25	27
18	5,05	98	3,77	106	7,57	102	2,52	112	33	30
19	6,55	120	4,14	123	7,89	106	1,34	67	17	27
20	5,26	108	3,41	113	6,75	102	1,49	83	22	27
M	5,31	105,3	3,51	110,5	6,80	98,25	1,49	78,90	21,75	27,55
±SD	0,9	9,86	0,65	19,83	1,05	9,36	0,46	24,27	5,69	1,36

Abk.: VC = Vitalkapazität, FRC = funktionelle respiratorische Kapazität, TLC = totale Lungenskapazität, RV = Residualvolumen

Tab. 3 Lungenvolumina von 20 lungengesunden Nichtrauchern

Nr.	VC		FRC		TLC		RV		RV/TLC	
	Ist (1)	% Soll	Ist (1)	% Soll	Ist (1)	% Soll	Ist (1)	% Soll	Ist in %	Soll in %
1	6,10	110	3,57	103	7,62	100	1,52	74	20	27
2	6,05	106	5,06	139	8,16	104	2,11	95	26	28
3	5,69	106	4,45	133	7,49	102	1,80	90	24	27
4	7,29	118	4,55	116	8,74	102	1,45	61	17	28
5	6,20	112	3,22	93	7,97	102	1,77	85	22	27
6	7,33	139	4,44	129	8,87	122	1,54	76	17	28
7	5,42	100	4,20	127	7,27	99	1,85	94	25	27
8	4,11	97	3,49	124	6,60	110	2,49	141	38	29
9	5,72	115	3,67	120	7,04	104	1,32	73	19	27
10	5,05	97	3,60	107	6,65	92	1,60	78	24	28
11	4,60	91	3,49	113	5,99	87	1,39	77	23	26
12	5,90	115	4,31	133	8,16	115	2,26	115	28	28
13	6,95	132	3,50	105	7,75	106	0,80	40	10	28
14	5,90	110	4,15	125	7,80	106	1,90	96	24	27
15	3,67	105	2,69	116	5,06	102	1,39	96	27	29
16	4,05	102	3,06	85	5,61	100	1,56	96	28	29
17	6,59	109	3,36	86	7,60	90	1,01	42	13	28
18	6,20	122	3,12	92	7,17	100	0,97	46	14	29
19	5,85	107	3,53	105	6,83	92	0,98	49	14	27
20	5,25	101	3,05	98	5,95	85	0,70	39	12	26
M	5,70	109,7	3,73	112,5	7,22	101,2	1,52	78,2	21,25	27,65
±SD	0,99	11,39	0,60	15,96	0,99	8,79	0,47	25,99	6,69	0,91

Tab. 4 Lungenvolumina von 20 lungengesunden Rauchern

Nr.	R (cm H ₂ O/l/sec)	R · FRC (cm H ₂ O · sec)		W _{visc} (p · cm/ml)	C _{stat} (l/cm H ₂ O)
		Ist	Soll		
1	1,41	4,68	3,91	1,26	0,16
2	1,90	4,37	6,81	2,86	0,25
3	1,71	6,10	4,90	2,87	0,18
4	1,95	6,63	4,85	5,00	0,20
5	1,46	6,13	6,77	5,18	0,29
6	1,78	5,96	5,53	2,75	0,27
7	2,53	10,88	5,36	4,64	0,28
8	2,18	8,09	5,00	3,86	0,38
9	1,11	2,60	5,02	3,26	0,28
10	2,51	8,99	5,81	3,84	0,17
11	1,27	5,16	5,88	2,94	0,28
12	1,98	6,40	5,42	2,44	0,22
13	1,49	4,14	6,17	3,86	0,28
14	1,51	6,30	5,92	2,67	0,34
15	1,97	4,39	4,51	5,40	0,14
16	1,68	7,19	6,00	2,56	0,25
17	2,04	8,40	5,46	5,11	0,18
18	2,10	7,90	5,86	4,39	0,19
19	1,07	4,43	5,98	-	0,33
20	1,58	5,39	5,30	3,11	0,23
M	1,76	6,21	5,52	3,58	0,25
± SD	0,40	1,91	0,69	1,11	0,06

Abk.: R = bronchialer Widerstand, W_{visc} = visköse Atemarbeit,
C_{stat} = statische Compliance der Lunge

Tab. 5 Atemmechanische Meßgrößen von 20 lungengesunden
Nichtrauchern

Nr.	R (cm H ₂ O/l/sec)	R • FRC Ist H ₂ O • sec Soll	W _{visc} (p • cm/ml)	C _{stat} (l/cm H ₂ O)	
1	0,76	2,71	6,18	1,75	0,29
2	1,01	5,11	6,15	2,06	0,44
3	2,48	11,04	5,76	5,35	0,37
4	1,97	8,96	6,55	4,34	0,44
5	2,32	7,47	6,71	5,76	0,27
6	1,51	6,70	5,95	3,36	0,41
7	1,39	5,84	5,76	-	0,40
8	1,05	3,67	5,25	-	0,22
9	1,65	6,05	5,06	-	0,56
10	1,53	5,51	5,64	5,79	0,34
11	1,87	6,53	5,17	8,78	0,42
12	1,51	6,51	5,72	4,99	0,59
13	1,78	6,23	5,78	5,39	0,47
14	1,54	6,39	5,53	4,48	0,29
15	2,13	5,73	4,29	6,40	0,17
16	3,03	9,27	6,88	8,84	0,66
17	1,91	6,42	6,57	5,53	0,34
18	0,96	3,00	6,03	2,89	0,52
19	2,59	9,14	5,64	6,58	0,61
20	2,31	7,05	5,16	5,56	0,25
M	1,77	6,47	5,79	5,17	0,39
± SD	0,58	2,02	0,61	1,91	0,13
2 P	> 0,90	> 0,60	> 0,20	< 0,005	< 0,001

Tab. 6 Atemmechanische Meßgrößen von 20 lungengesunden Rauchern

Nr.	P _{st(1)} in cm H ₂ O bei % TLC						P _{st(1)} (FRC → TLC)
	100	90	80	70	60	50	
1	30	29	28	27	26	26	7
2	25	22	20	18	16	14	11
3	50	44	42	41	37	32	18
4	-	27	22	19	16	13	-
5	46	44	41	39	38	36	10
6	-	48	43	38	35	32	-
7	25	21	19	18	15	13	11
8	-	19	16	15	14	11	-
9	35	28	24	22	20	19	18
10	44	32	27	25	20	15	28
11	28	20	14	13	12	10	19
12	40	29	26	24	21	18	19
13	43	38	32	29	27	25	20
14	34	27	24	23	21	18	14
15	35	28	23	20	16	13	23
16	51	43	39	36	33	29	21
17	46	32	27	24	21	17	28
18	30	25	20	16	12	9	22
19	43	31	29	27	25	23	19
20	-	32	27	24	21	18	-
M	37,7	30,8	27,0	24,7	22,1	19,4	17,8
± SD	8,38	8,33	8,27	8,01	7,95	7,80	5,84

Abk.: P_{st(1)} = statischer Retraktionsdruck bei definierten Lungenvolumina

Tab. 7 Statische Retraktionsdrucke bei definierten Lungenvolumina = P_{st(1)} von 20 lungengesunden Nichttrauchern

Nr.	P _{st(1)}		in cm H ₂ O bei		% TLC		P _{st(1)} (FRC → TLC)
	100	90	80	70	60	50	
1	39	32	25	20	17	14	26
2	49	39	29	23	19	15	27
3	40	31	28	27	25	23	15
4	27	21	20	19	18	17	10
5	-	37	34	31	29	26	-
6	46	39	37	35	33	32	14
7	25	21	20	18	16	15	9
8	33	23	19	16	13	10	22
9	29	25	23	20	18	15	14
10	36	27	24	22	20	19	17
11	21	15	13	12	11	10	10
12	-	15	13	11	10	9	-
13	34	30	26	24	23	22	13
14	31	22	19	16	14	12	21
15	29	24	21	20	17	14	14
16	28	26	25	25	24	23	7
17	49	37	34	31	29	27	22
18	43	32	30	27	26	25	18
19	23	18	16	15	14	14	10
20	60	53	47	44	42	39	20
M	35,6	28,3	25,1	22,7	20,9	19,0	16,0
± SD	10,21	9,18	8,23	7,90	7,88	7,79	5,85
2 P	>0,50	>0,30	>0,40	>0,40	>0,60	>0,80	>0,30

Tab. 8 Statische Retraktionsdrucke bei definierten Lungenvolumina = P_{st(1)} von 20 lungengesunden Rauchern

Nr. $C_{\text{dyn}}/C_{\text{stat}} \cdot 100$ bei Atemfrequenzen von
15/min 24/min 36/min 60/min 90/min

Nr.	15/min	24/min	36/min	60/min	90/min
1	100	100	111	100	80
2	100	92	98	92	80
3	96	123	100	81	68
4	94	72	66	73	48
5	84	73	69	56	39
6	89	89	86	67	-
7	79	78	76	71	49
8	100	63	64	46	-
9	82	79	72	72	71
10	97	85	70	57	42
11	100	89	89	65	51
12	91	76	60	60	40
13	81	82	77	60	62
14	76	65	68	64	-
15	96	87	73	71	49
16	118	104	85	76	43
17	109	99	86	83	76
18	126	93	100	60	56
19	105	145	145	84	45
20	80	75	73	73	52
M	95,2	88,5	83,4	70,6	55,9
± SD	12,79	18,99	19,57	12,72	13,70

Tab. 9 Frequenzabhängigkeit der pulmonalen Compliance bei
20 lungengesunden Nichtrauchern
 C_{stat} = statische Compliance
 C_{dyn} = dynamische Compliance

Nr.	$C_{\text{dyn}}/C_{\text{stat}} \cdot 100$ bei Atemfrequenzen von				
	15/min	24/min	36/min	60/min	90/min
1	81	83	70	50	37
2	100	94	66	47	19
3	100	82	72	70	55
4	49	41	43	33	29
5	65	68	56	64	61
6	74	76	69	56	38
7	100	92	91	61	33
8	97	77	62	49	34
9	106	93	100	74	37
10	58	55	47	40	34
11	107	107	81	49	-
12	79	79	85	64	35
13	65	64	58	47	44
14	62	53	53	50	37
15	66	65	61	48	37
16	100	94	72	48	19
17	75	77	73	54	42
18	46	43	39	30	23
19	108	103	83	48	26
20	57	74	66	55	43
M	79,8	76,0	67,4	51,9	36,0
$\pm$ SD	20,30	18,16	15,43	10,77	10,41
2 P	< 0,01	< 0,05	< 0,01	< 0,001	< 0,001

Tab. 10 Frequenzabhängigkeit der pulmonalen Compliance bei
 20 lungengesunden Rauchern
 C_{stat} = statische Compliance
 C_{dyn} = dynamische Compliance

Membran DWD- Luft im Luft Ballon Lunge
 der DWD Tot- Zulei- im (Latex)
 raum tungs- Ballon
 schlauch

Bezeichnung	LS		B	L	
Compliance	$7 \cdot 10^{-3}$	$12 \cdot 10^{-3}$	0,25	200	ml/cm H ₂ O
Elastizität	140	80	4	$5 \cdot 10^{-3}$	cm H ₂ O/ml
Verschiebe- volumen ΔV	35	65	100	10^6	μ l/5 cm H ₂ O
Druck	4,6		0,4	5	cm H ₂ O

Tab. 11 Meßergebnisse aus methodischen Vorversuchen an einem Modell, das in Abb. 5 dargestellt ist

L i t e r a t u r

1. ALBRIGHT, C. d., BONDURANT, S.:
Some effects of respiratory frequency on
pulmonary mechanics.
J. Clin. Invest. 44, 1362 (1965)
2. AMREIN, R., KELLER, R., JOOS, H., HERZOG, H.:
Neue Normalwerte für die Lungenfunktions-
prüfung mit der Ganzkörperplethysmographie.
Dtsch. Med. Wochenschr. 36, 1785 (1969)
3. FACHOFEN, H.: Die mechanischen Eigenschaften der Lunge.
Verlag Hans Huber, Bern und Stuttgart 1969
4. BOBBAERS, H., DEMEDTS, M., DE SUTTER, P.,
VAN DE WOESTIJNE, K. P.:
Frequency dependence of pulmonary compliance
and resistance in patients with mild and
severe chronic obstructive lung disease.
Bull. Phys. Path. Resp. 2, 425 (1971)
5. DU BOIS, A. B., BOTELHO, S. Y., BEDELL, G. N. MARSHALL, R.,
COMROE, J. H. Jr.:
A rapid plethysmographic method for
measuring thoracic gas volume; a comparison
with a nitrogen washout method for
measuring functional residual capacity in
normal subjects.
J. Clin. Invest. 35, 322 (1956)
6. GOLDMAN, H. J., BECKLAKE, M. R.:
Respiratory function tests.
Am. Rev. of TB. 79, 457 (1959)
7. HÜTTEMANN, U., HUCKAUF, H.:
Mechanical effects of the compressibility
of alveolar gas in patients with chronic
obstructive lung disease.
Bull. Phys. Path. Resp. 2, 445 (1971)
8. INGRAM, R. H.: Frequency dependence of compliance in
apparently healthy cigarette-smokers
versus non-smokers.
Entretiens de Physiopathologie Respiratoire,
8. Serie Nancy, 1970

9. INGRAM, R. H., SCHILDER, D. P.:
Association of a decrease in dynamic compliance with a change in gas distribution.
J. Appl. Physiol. 23, 911 (1967)
10. JAEGER, M. J., OTIS, A. B.:
Effects of compressibility of alveolar gas in dynamics and work of breathing.
J. Appl. Physiol. 19, 83 (1964)
11. JAEGER, M. J.: Measurement of airway resistance with a volume displacement body plethysmograph.
J. Appl. Physiol. 19, 813 (1964)
12. KELLER, R., PAGONI, O., HERZOG, H.:
Examen de la fonction pulmonaire par la plethysmographie corporelle globale.
Med. et Hyg. (Geneve) 26, 634 (1968)
13. MACKLEM, P. T., MEAD, J.:
Resistance of central and peripheral airways measured by a retrograde catheter.
J. Appl. Physiol. 22, 395 (1967)
14. MACLEOD, J. P., TAYLOR, N. W. G., MACKLEM, P. T.:
Phase differences between gas displacement by the thorax and the airways opening.
Bull. Phys. Path. Resp. 7, 433 (1971)
15. MEAD, J.: Mechanical Properties of lungs.
Physiol. Rev. 41, 281 (1961)
16. MILIC-EMILI, J., MEAD, J., TURNER, J. M., GLAUSER, E. M.:
Improved technique for estimating pleural pressure from esophageal balloons.
J. Appl. Physiol. 19, 207 (1964)
17. MILLS, R. J., CUMMING, G., HARRIS, P.:
Frequency-dependent compliance at different levels of inspiration in normal adults.
J. Appl. Physiol. 18, 1061 (1963)
18. VON NEERGAARD, K.: Neue Auffassungen über einen Grundbegriff der Atemtechnik. Die Retraktionskraft der Lunge, abhängig von der Oberflächenspannung in den Alveolen.
Zbl. exp. Med. 66, 373 (1929)

19. NOLTE, D., REIF, E., ULMER, W. T.:
Die Ganzkörperplethysmographie. Methodische Probleme und Praxis der Bestimmung des intrathorakalen Gasvolumens und der Resistance-Messung bei Spontanatmung. Respiration 25, 14 (1968)
20. RÜFER, R.:
Der Einfluß oberflächenaktiver Substanzen auf Entfaltung und Retraktion isolierter Lungen. Pflügers Arch. 298, 170 (1967)
21. SCHOEDEL, W.:
Physiologie und Pathophysiologie der Lunge. Med. Welt 29, 1609 (1965)
22. SMIDT, U., MUYERS, K.:
Kritische Betrachtungen zu den methodischen Grundlagen der Ganzkörperplethysmographie. Respiration 25, 116 (1968)
23. TURNER, J. M., MEAD, J., WOHL, M. E.:
Elasticity of human lungs in relation to age. J. Appl. Physiol. 25, 664 (1968)
24. ULMER, W. T., REIF, E.:
Die obstruktiven Erkrankungen der Atemwege. Dtsch. Med. wscrh. 90, 1803 (1965)
25. WELLER, W., REIF, E.:
Methode zur Messung absoluter Intrapleuraldrucke mit dem Oesophagus-Ballonkatheder. Med. thorac. 22, 574 (1965)
26. WICK, R., JAEGER, M. J., SCHERRER, M.:
Vor- und Nachteile der Körperplethysmographie als klinische Lungenfunktionsprüfung. Med. thorac. 21, 315 (1964)
27. WOOLCOCK, A. J., VINCENT, N. J., MACKLEM, p. t.:
Frequency dependence of compliance as a test for obstruction in the small airways. J. Clin. Invest. 48, 1097 (1969)
28. ZÖLLNER, N.:
Die Klinik der chronischen Bronchitis in: Chronische Bronchitis, herausgeb. von BOPP, K. B. und HERTLE, F. H. Schattauer Verlag Stuttgart, New York 1968

LEBENS LAUF

Peter Oswald, geb. 31. 5. 1941 in Troppau

Schulbildung: 4 Jahre Volksschule (1947 - 1951)

9 Jahre neusprachliches Gymnasium mit
Abitur (1951 - 1960)

Studium: Uni Münster: 2 Sem. Philosophie (1960 - 1961)

18 Monate Wehrdienst (1961 - 1962)

Uni Freiburg: 6 Sem. vorklin. Medizin u. ärztl.
Vorprüfung (1962 - 1965)

Uni Wien: 1 Sem. klin. Medizin (1965 - 1966)

Uni München: 1 Sem. klin. Medizin (1966)

Stipendium für 3 Sem. am "Istituto Mystici Corporis" bei Florenz: Soziologie und ital. Sprache (1966 - 1968)

FU Berlin: 4 Sem. klin. Medizin und medizinisches Staatsexamen (1968 - 1970)

berufl. Ausbildung und Praxis:

Medizinalassistent: Klinikum Steglitz der FU
Berlin, Gertrauden-Krankenhaus Berlin-Wilmersdorf,
Städt. Krankenhaus Berlin-Wilmersdorf (1971)

Seit 1. 1. 72 als Assistenzarzt an der Kinderklinik
des Städt. Krankenhauses Berlin-Wilmersdorf tätig.

Berlin, den 5. 2. 1972

Druck:

Der Präsident der Freien Universität Berlin
- Universitätsdruckerei -

1 Berlin 41, Kelchstraße 31

